

PATENT  
32860-000619/US

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Applicants: Michael DEIMLING  
Application No.: NEW APPLICATION  
Filed: October 9, 2003  
For: METHOD FOR PROCESSING RAW MAGNETIC RESONANCE  
DATA, MAGNETIC RESONANCE TOMOGRAPHY UNIT AND  
MAGNETIC RESONANCE SPECTROSCOPY UNIT

---

**PRIORITY LETTER**

October 9, 2003

**MAIL STOP NEW APPLICATION**  
COMMISSIONER FOR PATENTS  
P.O. BOX 1450  
Alexandria, Virginia 22313-1450

Dear Sirs:

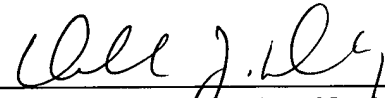
Pursuant to the provisions of 35 U.S.C. 119, enclosed is/are a certified copy of the following priority document(s).

<b><u>Application No.</u></b>	<b><u>Date Filed</u></b>	<b><u>Country</u></b>
10247150.9	October 9, 2002	GERMANY

In support of Applicant's priority claim, please enter this document into the file.

Respectfully submitted,

HARNESS, DICKEY, & PIERCE, P.L.C.

By   
Donald J. Daley, Reg. No. 34, 313  
P.O. Box 8910  
Reston, Virginia 20195  
(703) 668-8000

DJD/jj

# BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND



## Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

**Aktenzeichen:** 102 47 150.9

**Anmeldetag:** 09. Oktober 2002

**Anmelder/Inhaber:** Siemens Aktiengesellschaft,  
München/DE

**Bezeichnung:** Verfahren zum Bearbeiten von Magnet-  
resonanzrohdaten, Magnetresonanztomo-  
graphiegerät und Magnetresonanzspektros-  
kopiegerät

**IPC:** G 01 R, G 06 T

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ur-  
sprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 12. Juni 2003  
**Deutsches Patent- und Markenamt**  
**Der Präsident**  
Im Auftrag

Hoß

## Beschreibung

Verfahren zum Bearbeiten von Magnetresonanzrohdaten, Magnetresonanztomographiegerät und Magnetresonanzspektroskopiegerät

5

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Nachverarbeitung von Magnetresonanzrohdaten. Außerdem betrifft die Erfindung ein Magnetresonanztomographiegerät oder ein Magnetresonanzspektroskopiegerät, das jeweils an ein solches Verfahren zur Nach-

10

Die Bearbeitung von Magnetresonanzrohdaten, die sowohl von Magnetresonanzspektroskopiegeräten als auch von Magnetresonanztomographiegeräten stammen können, hat zum Ziel, die medizinisch relevante Information aus den Magnetresonanzrohdaten bestmöglichst zu extrahieren. Im Fall der Magnetresonanztomographie ist demnach eine Aufnahme mit einer hohen Detailauflösung und niedrigem Rauschen das Ziel, also eine Aufnahme mit hoher Kantenschärfe und hohem Signal zu Rauschverhältnis (SNR Signal to Noise Ratio). Im Fall der Magnetresonanzspektroskopie soll aus den Rohdaten ein gut aufgelöstes Linienspektrum mit hohem SNR gewonnen werden. Die Qualität in der Bearbeitung von Magnetresonanzrohdaten liegt also zum Einen in der Kantenschärfe und Bildschärfe, d.h. in scharfen Aufnahmen mit hohem Kontrast, und zum Anderen in der Erzeugung von einem hohen SNR, so dass das Wesentliche der Aufnahme bzw. des Spektrums hervorgehoben wird.

15

20

25

Bei den verschiedenen Ansätzen zum Erreichen dieses Ziels kann meist eine gleichzeitige Erhöhung der Bildschärfe und des SNR nicht erreicht werden. Dieser Nachteil wirkt sich direkt auf die Qualität der Magnetresonanztomographie und -spektroskopie aus. Um die Detailauflösung zu verbessern, überlagert man beispielsweise hochfrequentes, "blaues" Rauschen einer Aufnahme. Dies erzeugt eine subjektive Erhöhung der Detailauflösung. Eine ebenfalls subjektive Verbesserung der Auflösung bewirkt auf ähnliche Weise die Anwendung von

30

35

Hochpassfiltern auf die Bilddaten. Allerdings verstärkt auch dies das Bildrauschen.

Um das SNR im Fall von Magnetresonanzaufnahmen zu verbessern, werden bekannte Filter (wie beispielsweise im Frequenzraum der Hanning-, der Fermi- oder der Kosinusfilter) auf die Magnetresonanzrohdaten angewandt. Die Wirkungsweise solcher Filter ist aus der Literatur bekannt, z.B.: F.J. Harris, Proc. IEEE, Vol. 66, No. 1 (1978): „On the Use of Windows for Harmonic Analysis with the Discrete Fourier Transform“. Auch im Ortsraum können Nachbearbeitungsfilter angewandt werden, beispielsweise ein Mean-, Median- oder ARMA-Filter.

Des Weiteren ist aus US-Patent 4,463,375 ein Verfahren der medizinischen Bildverarbeitung bekannt. Dieses Verfahren gibt eine im Rauschen reduzierte Version eines ersten bearbeiteten Bildes an, das aus einer Vielzahl von Messungen eines Viel-  
aufnahmensystems, z.B. mittels eines Computertomographiegeräts, gewonnen wurde. Im Verfahren wird zuerst aus der Vielzahl von Messungen ein zweites Bild mit hohem SNR erzeugt. Dann wird das erste Bild mit einem das Rauschen reduzierenden Filter bearbeitet. Das zweite Bild wird mit einem diesem Filter komplementären Filter bearbeitet. Durch die gewichtete Kombination der beiden Bildern erhält man die im Rauschen reduzierte Version des ersten bearbeiteten Bildes.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren zum Bearbeiten von Magnetresonanzrohdaten sowie ein Magnetresonanztomographiegerät und ein Magnetresonanzspektroskopiegerät anzugeben, die Aufnahmen oder Spektren mit hoher Kantenschärfe erzeugen, ohne dass dabei das Bildrauschen, d.h. das SNR, verschlechtert wird.

Bezogen auf das Verfahren wird diese Aufgabe gemäß der Erfindung dadurch gelöst, dass zur Nachbearbeitung von Magnetresonanzrohdaten ein Verfahren mit folgenden Verfahrensmerkmalen

durchgeführt wird. In einem ersten Schritt werden die Magnetresonanzrohdaten mit einem ersten Filter gefiltert, in einem zweiten Schritt werden diese gefilterten Daten fouriertransformiert, in einem dritten Schritt bildet man den Betrag der fouriertransformierten Daten und erhält so ein erstes Magnetresonanzsignal. In einem vierten Schritt werden die ungefilterten, ursprünglichen Magnetresonanzrohdaten fouriertransformiert, und anschließend im fünften Schritt folgt eine zweite Betragsbildung der ungefilterten fouriertransformierten Daten. Abschließend führt man eine gewichtete Kombination der beiden Magnetresonanzsignale durch und erhält so das nachverarbeitete Magnetresonanzsignal.

In anderen Worten besteht das Verfahren aus der gewichteten Kombination zweier Magnetresonanzsignale, wobei die Magnetresonanzsignale aus den gleichen Magnetresonanzrohdaten einmal mit und einmal ohne Filterung gewonnen wurden.

Durch geeignete Wahl des Filters und der Parameter der gewichteten Kombination extrahiert man eine hinsichtlich der medizinisch gewünschten Darstellung optimierte Aufnahme. Ein Vorteil des Verfahrens liegt darin, dass das SNR nach der gewichteten Kombination der beiden Magnetresonanzsignalen erheblich verbessert ist und dass gleichzeitig ein kantenbetontes Magnetresonanzsignal entsteht. Im Vergleich mit dem Verfahren nach US-Patent 4,463,375 ist der Aufwand dieses Verfahrens erheblich reduziert, da es zum einen nur auf den Rohdaten einer einzigen Messung basiert und da es zum anderen unabhängig von einem Bild mit hohem SNR ist, das aus mehreren Messungen erzeugt wird.

In einer besonders einfachen Erweiterung des Verfahrens werden die Magnetresonanzrohdaten vor der Erzeugung des zweiten Magnetresonanzsignals mit einem zweiten Filter gefiltert.

Dies ermöglicht eine Einflussnahme auf das zweite Magnetresonanzsignal und erlaubt es somit die gewichtete Kombination zu verbessern. Die Verwendung der ungefilterten Magnetresonanz-

rohdaten im ursprünglichen Verfahren entspricht der Anwendung des Identitätsfilters und ist im Ablauf schneller.

Eine gewichtete Kombination im Sinne der Erfindung ist dabei eine mathematische Kombination der Beträge der beiden Magnetresonanzsignale. Diese haben die gleiche Ortskodierung und stellen beispielsweise in einer ein- oder mehrdimensionalen Pixelstruktur nach der Fouriertransformation das Echosignal einer Magnetresonanzmessung dar. Die Kombination, meist ist es eine Addition, erfolgt dabei räumlich konsistent, d.h. es werden gleiche räumliche Bereiche kombiniert. Z.B. findet die Kombination Pixel für Pixel statt. Die Gewichtung erfolgt über einen Gewichtungsfaktor. Dieser Gewichtungsfaktor hängt für einen räumlichen Bereich des einen der beiden Magnetresonanzsignale vom Informationsgehalt, z.B. der Intensität, desselben räumlichen Bereichs im anderen Magnetresonanzsignal ab. Der Gewichtungsfaktor kann beispielsweise linear vom Informationsgehalt abhängen oder jede andere günstige nichtlineare Abhängigkeit vom Informationsgehalt des räumlichen Bereichs haben. Der Gewichtungsfaktor kann beispielsweise durch eine mathematische Stufenfunktion realisiert sein, die unterhalb eines vorher festgelegten Schwellwertes des Betragswerts des betreffenden Magnetresonanzsignals den Gewichtungsfaktor auf einen kleinen Wert oder Null setzt.

Ein Vorteil der gewichteten Kombination liegt darin, dass das SNR nach der gewichteten Kombination der beiden Filter erheblich verbessert ist, und dass durch diese Datenwichtung ein kantenbetontes Profil im Magnetresonanzsignal entsteht.

Das Verfahren bezieht sich auf die Nachverarbeitung von Magnetresonanzrohdaten einer einzelnen Messung und hängt nicht davon ab, ob die Rohdaten zu einer Einzelaufnahme gehören oder ob sie zu einer Aufnahme aus einer Aufnahmenserie sind, die beispielsweise eine zeitliche Entwicklung wiedergeben.

Die Magnetresonanzrohdaten können Rohdaten einer Messung eines Magnetresonanzspektroskopiegerätes sein oder auch Rohdaten einer Aufnahme eines Magnetresonanztomographiegerätes sein.

5

Entsprechend wird die auf ein Magnetresonanztomographiegerät bezogene Aufgabe gemäß der Erfindung durch ein Magnetresonanztomographiegerät gelöst, das an ein Verfahren zur Nachbearbeitung von Magnetresonanzrohdaten mit den obigen Verfahrensmerkmalen angepasst ist. Dabei werden die Magnetresonanzrohdaten z.B. als Spinechosignal oder Echosignal bezeichnet. Die Magnetresonanzsignale entsprechen beispielsweise den ein oder mehrdimensionalen Magnetresonanzaufnahmen.

10

Die auf ein Magnetresonanzspektroskopiegerät bezogene Aufgabe wird gemäß der Erfindung durch ein Magnetresonanzspektroskopiegerät gelöst, das an ein Verfahren zur Nachbearbeitung von Magnetresonanzrohdaten mit den obigen Verfahrensmerkmalen angepasst ist. Dabei werden spektroskopischen Daten, z.B. das FID-Signal (FID Free Induction Decay), nachbearbeitet.

20

In einer besonders günstigen Ausführungsform des Verfahrens findet die Anwendung der Filter auf die Magnetresonanzrohdaten nach deren Demodulation statt. Dies erlaubt ein Anwenden der Filter in ihrer üblichen Darstellungsform im Frequenzraum. Eine Anwendung der Filter nach der Demodulation hat den Vorteil, dass die Filter sehr schmalbandig sein können.

35

In einer besonders vorteilhaften Ausführungsform ist der erste Filter ein Tiefpassfilter, der schnelle Änderungen aus den Rohdaten herausfiltert und somit hochfrequente Oszillationen unterdrückt. Beispielsweise kann der Tiefpassfilter eine Art Henning-Filter sein.

30

In einer weiteren Ausführungsform ist der zweite Filter ein Hochpassfilter, der nur die schnellen Änderungen im Signal durchlässt, die beispielsweise auch durch Rauschen verursacht

35

werden. Hochpassgefilterte Magnetresonanzsignale zeigen eine Überhöhung von schnell ansteigenden Kanten.

- 5 In einer besonders vorteilhaften Ausführungsform, die eine Selbstwichtung der Kombination verwendet, wird die gewichtete Kombination folgendermaßen durchgeführt:

$$C = A + \lambda \left( \frac{B}{A_{\max}} \right)^{\kappa} B \quad [Gl.1]$$

- 10 Dabei sind A und B Magnetresonanzsignale, die beispielsweise durch Tiefpassfilterung (A) bzw. Hochpassfilterung (B) gewichtet kombiniert werden.  $A_{\max}$  ist das Maximum des Magnetresonanzsignals A. Die beiden Parameter  $\lambda$  und  $\kappa$  bestimmen die Beitragsstärke des Magnetresonanzsignals B zum nachbearbeiteten Magnetresonanzsignal C. Der Quotient aus B und  $A_{\max}$  bewirkt eine verstärkte Korrektur der Pixel, die einen hohen Betrag im Magnetresonanzsignal B aufweisen. Die Werte von  $\lambda$  und  $\kappa$  müssen anhand ihres Einflusses und ihrer optimalen Wirkung auf das Magnetresonanzsignal empirisch ermittelt werden.
- 20 Dabei liegen die Werte von  $\lambda$  und  $\kappa$  bevorzugt zwischen 1 und 3.

- 25 Ein Vorteil des Quotienten, der B auf  $A_{\max}$  normiert, besteht darin, dass ein unkontrollierter Signalbeitrag von B in Regionen, in denen eigentlich nichts zu korrigieren oder zu verbessern ist, vermieden wird.

- 30 Die gewichteten Kombination geeignet gefilterter Magnetresonanzsignale hat den Vorteil, dass in einer einzelnen Magnetresonanzmessung das Rauschen im resultierenden Magnetresonanzsignal geringer ist als bei einer linearen Addition oder Subtraktion der beiden gefilterten Magnetresonanzsignale.

- 35 In besonderen Ausführungsformen kann das Verfahren nach der Erfindung auf Magnetresonanzrohdaten angewandt werden, die einen ein- oder mehrdimensionalen zu untersuchenden Raum er-

fassen. Je nach Anwendung werden in der Magnetresonanstechnologie beispielsweise eindimensionale Schnitte, zweidimensionale Schnittbilder oder dreidimensionale Volumendarstellungen wiedergegeben. Die Magnetresonanzrohdaten beinhalten die Dimension der jeweiligen Aufnahme.

In einer vorteilhaften Ausführungsform ist die während des Verfahrens durchgeführte Fouriertransformation in ihrer Dimensionalität so gewählt, dass die Dimension der Magnetresonanzrohdaten erhalten bleibt. Damit kann das Verfahren z.B. auf zweidimensionale Magnetresonanzschnittbilder oder auf dreidimensionale Volumendarstellungen angewandt werden. Auch bei Magnetresonanzspektren ist eine ein- oder mehrdimensionale Darstellung, beispielsweise in drei Dimensionen, möglich.

In einer besonders vorteilhaften Ausführungsform des Verfahrens werden zwei ortskodierte Magnetresonanzsignale derart kombiniert, dass der Beitrag des einen Magnetresonanzsignals zur gewichteten Kombination durch die Multiplikation dieses Magnetresonanzsignals mit einem Gewichtungsfaktor gebildet wird, wobei der Gewichtungsfaktor derart von dem anderen Magnetresonanzsignal abhängt, dass er bei einem großen Magnetresonanzsignal größer ist als bei einem kleinen Magnetresonanzsignal.

In einer speziellen Ausführungsform hängt der Gewichtungsfaktor nichtlinear vom Betrag eines Magnetresonanzsignals ab. Mindestens in einer Dimension der Magnetresonanzrohdaten wird die gleiche nichtlineare Abhängigkeit verwendet, um über alle Pixel dieser Dimension den gleichen Effekt beispielsweise auf die Bildschärfe zu haben.

In einer besonderen Ausführungsform des Verfahrens werden die Magnetresonanzrohdaten mit mehreren Filtern bearbeitet, bevor die verschiedenen gefilterten Magnetresonanzsignale anschließend mittels gewichteter Kombination zu einem einzigen nachverarbeiteten Magnetresonanzsignal zusammengefasst werden.

Mehrere Ausführungsbeispiele des Verfahrens, des Magnetresonanztomographiegerätes und des Magnetresonanzspektroskopiegerätes nach der Erfindung werden nachfolgend anhand der Fig. 1 bis 8 näher erläutert. Es zeigen:

5

Fig. 1 ein Flussdiagramm eines Ausführungsbeispiels des Verfahrens, das in ein Magnetresonanztomographiegerät implementiert wurde,

10

Fig. 2 ein Flussdiagramm eines Ausführungsbeispiels des Verfahrens, bei dem zwei gefilterte Magnetresonanzsignale gewichtet kombiniert werden,

15

Fig. 3 eine numerische Simulation der Bearbeitung von Magnetresonanzrohdaten anhand eines Spinechosignals, das durch ein Rechteckobjekt im Bildgradienten eines Magnetresonanztomographiegerätes hervorgerufen wird,

20

Fig. 4 eine numerische Simulation der Bearbeitung, für den Fall, dass ein Tiefpassfilter auf das Spinechosignal aus Figur 3 angewandt wird,

35

Fig. 5 eine numerische Simulation der Bearbeitung, für den Fall das ein Hochpassfilter auf das Spinechosignal aus Figur 3 angewandt wird,

30

Fig. 6 ein Abszissenausschnitt der Figuren 3 bis 5 zur Verdeutlichung der Wirkungsweise des Verfahrens anhand des kantenbetonten Profils, das durch die gewichtete Kombination erreicht wird,

Fig. 7 eine Vergrößerung der Figur 6 im Bereich einer Kante des Rechteckobjekts,

35

Fig. 8 eine numerische Simulation der Bearbeitung von Magnetresonanzrohdaten für den Fall der Magnetresonanz-

spektroskopie anhand eines FID-Signals, das durch die Summe dreier Lorentz-Linien gebildet wurde, und

Fig. 9 Vergleich des durch gewichtete Kombination erhaltenen Magnetresonanzspektrums mit dem tiefpassgefilterten Magnetresonanzspektrum, wobei beide Magnetresonanzspektren auf das gleiche Rauschen normiert wurden.

Die Figur 1 zeigt schematisch den Ablauf des Verfahrens und die erforderlichen Komponenten, die innerhalb eines Magnetresonanztomographiegerätes 1 für den Ablauf des Verfahrens erforderlich sind. In einem Magnetresonanztomographiegerät 1 mit einem herkömmlichen, nicht explizit dargestellten und der Ortskodierung dienenden Magnet- und Gradientensystem, werden mit einem Hochfrequenzsender 3 Hochfrequenzimpulse in ein Untersuchungsobjekt 5 eingestrahlt. Die elektromagnetischen Signale, die vom Untersuchungsobjekt 5 emittiert werden, werden mit einem Hochfrequenzempfänger 7 empfangen. Die Ausgangssignale des Hochfrequenzempfängers 7 bilden in Form eines Spinechosignals 9 die Magnetresonanzrohdaten. Sie werden innerhalb einer Datenverarbeitungsanlage 11 nachbearbeitet. Dort werden sie entweder ungefiltert oder mit verschiedenen Filtern 13 gefiltert in einer Gewichtungseinheit 15 miteinander gewichtet kombiniert. Das Ergebnis ist ein nachverarbeitetes Magnetresonanzsignal 17 in Form einer Magnetresonanzaufnahme.

Die Figur 2 zeigt ein Flussdiagramm eines Ausführungsbeispiels des Verfahrens, bei dem zwei gefilterte Magnetresonanzsignale in der Datenverarbeitungsanlage 11 gewichtet kombiniert werden. Dabei wird das Spinechosignal 9 erst in einer Demodulationseinheit 19 demoduliert, so dass es im k-Raum mit der Dimension der Abtastung vorliegt. Anschließend wird das Spinechosignal 9 zwei Datenverarbeitungseinheiten 21 mit je einem Filter zugeführt. Dort wird das Spinechosignal das eine Mal mittels der Tiefpassfilterrecheneinheit 23 und das andere Mal mittels der Hochpassfilterrecheneinheit 25 gefiltert.

Nach den sich anschließenden Fouriertransformationen 27 und den Betragsbildungen 29 erhält man einerseits die tiefpassgefilterte Magnetresonanzaufnahme 31 bzw. die hochpassgefilterte Magnetresonanzaufnahme 33. Diese beiden Magnetresonanzaufnahmen werden in der Gewichtungseinheit 15 durch gewichtete Addition zu einer einzelnen nachverarbeiteten Magnetresonanzaufnahme 35 kombiniert. Die gewichtete Addition erfolgt unter Eingabe von Parametern 37 mittels einer Eingabeeinheit 39. Die Parameter 37 bestimmen die Gewichtung des Pixels 41 der hochpassgefilterten Magnetresonanzaufnahme 33 in Abhängigkeit vom gleichen Pixel 43 der tiefpassgefilterten Magnetresonanzaufnahme 31. Bei geeigneter Wahl der gewichteten Addition und seiner Parameter weist die nachverarbeitete Magnetresonanzaufnahme 35 sowohl ein hohes SNR als auch eine große Kantenschärfe auf.

Im Fall der Verwendung des Verfahrens mit einem Magnetresonanzspektroskopiegerät ist das Flussdiagramm mit dem der Figuren 1 und 2 vergleichbar. Nur werden im Unterschied Rohdaten von Magnetresonanzspektren mittels des Verfahrens gefiltert und gewichtet addiert, um eine höhere Auflösung und ein größeres SNR zu erreichen.

Die Figuren 3 bis 5 zeigen die Ergebnisse einer numerischen Simulation eines Spinechosignals eines Rechteckobjekts im Feldgradienten des Magnetresonanztomographiegerätes 1. Die Simulation bezieht sich auf einen Schnitt durch ein Rechteckobjekt und verdeutlicht die Auswirkung des Verfahrens auf die Kantenschärfe des Objekts. Dieses befindet sich im Bereich der 128 Pixel der Simulation. Die Figuren zeigen jeweils den Real- und Imaginärteil 51 bzw. 53 des Echosignals nachdem ein Filter auf das Echosignal angewendet wurde. Aufgetragen ist die Filterfunktion und das komplexwertige Spinechosignal über einer  $k_x$ -Achse im  $k$ -Raum. Verschiedene Filterfunktionen verdeutlichen die Wirkungsweise der Filter auf das Echosignal im  $k$ -Raum. Des weiteren zeigen die Figuren 3 bis 7 das Ergebnis der Durchführung einer Fouriertransformation

tion des gefilterten komplex-wertigen Echsignals mit anschließender Betragsbildung. Man erhält so ein simuliertes Messergebnis eines Magnetresonanztomographiegeräts, in diesem Fall einen eindimensionalen Schnitt durch das Rechteckobjekt.  
 5 Das Schnittbild des Messergebnisses wird über der entsprechenden räumlichen Achse aufgetragen.

Die Figur 3 zeigt den Realteil 51 und Imaginärteil 53 des ungefilterten Echsignals sowie das Ergebnis der Fouriertransformation und der Betragsbildung des ungefilterten Echsignals, hier als Identitätssimulationsergebnis 57 bezeichnet.  
 10 In der Simulation wurde dabei kein Filter 55 auf das Echsignal angewandt. Man erkennt deutlich die Oszillationen im Identitätssimulationsergebnis 57 im Bereich der ansteigenden und abfallenden Flanken. Diese Oszillationen begrenzen die  
 15 Kantenschärfe in der simulierten (nicht nachbearbeiteten) Messung.

In Figur 4 ist der Einfluss des Tiefpassrohdatenfilters 59 auf das Spinechosignal dargestellt. Der Tiefpassrohdatenfilter 59 wurde in Form eines Henningfilters  $F_H$  auf das Spinechosignal angewandt, wobei der Henningfilter  $F_H$  im eindimensionalen k-Raum folgende Form aufweist:

$$25 \quad F_{T,H} = F_H = 1/2 \times [1 + \cos(2\pi(j - N/2)/N)] \quad [Gl.2]$$

Dabei ist N die Anzahl der Abtastpunkte der Aufnahme in einer Dimension. Die Filtermodulation folgt einer Cosinus-Funktion, deren Maximum um  $N/2$ , also in die Mitte des k-Raums, verschoben ist. Der Index j beschreibt den j-ten Abtastpunkt. Der  
 30 Filter unterdrückt im Echsignal den Randbereich des k-Raums mit niedrigerer Intensität. Dies ist deutlich an der reduzierten Oszillationsamplitude des gefilterten Spinechosignals im Randbereich zu erkennen. Das Tiefpasssimulationsergebnis  
 35 61 in Figur 4 zeigt eine abgerundete Kante des Rechteckobjektes. Dies ist auch in den Figuren 5 und 6 zu erkennen.

In Figur 5 wird die Simulation für einen Hochpassrohdatenfilter 63 durchgeführt, wobei der Hochpassfilter im k-Raum ein modulierter, mit einem Offset versehener Henning-Filter  $F_H$  ist:

5

$$F_{H,H} = (F_H + \text{Offset}) \times \cos^n(\pi(j - N/2)/N) \quad [Gl.3]$$

Dabei erfolgt die Modulation des Henning-Filters  $F_H$  mit einer Cosinus-Funktion zur n-ten Potenz, wobei die Minima der Cosinus-Funktion an den beiden Enden und in der Mitte des k-Raums liegen. Die zusätzlichen Minima an den Enden haben den Vorteil, dass sie keine zusätzlichen Artefakte in der Fouriertransformation verursachen. So wird zum Beispiel der sogenannte „truncation Artefact“ der Fouriertransformation unterdrückt.

Dabei hat der Offset-Parameter des modulierten Henningfilters den Wert 0,2 und die Potenz n der Cosinus-Modulation hat den Wert 1. Der Hochpassrohdatenfilter 63 verstärkt die Flügel des Echosignals im k-Raum. Im Realteil 51 und im Imaginärteil 53 des gefilterten Echosignals erkennt man die verstärkte Amplitude der Echosignaloszillationen in den Randbereichen und eine Unterdrückung im Zentralbereich. Das Hochpasssimulationsergebnis 65 zeigt ein deutliches Überspringen im Bereich der Kanten des Rechteckobjektes.

Die Figur 6 zeigt einen Ausschnitt aus den Simulationsergebnissen im Bereich der Pixel 35 bis 55, d.h. im Bereich der ansteigenden Flanke. Man erkennt deutlich die Oszillationen des Identitätssimulationsergebnisses 57. Die Kante des Rechteckobjektes ist im Falle des Tiefpasssimulationsergebnisses 61 abgerundet. Das Hochpasssimulationsergebnis 65 zeigt gerade im Bereich des Anstiegs eine starke Signalüberhöhung. Mit Hilfe der gewichteten Addition der beiden gefilterten Simulationsergebnisse kann nun ein kantenbetontes Nachbearbeitungsergebnis 67 erreicht werden. Dazu wurde eine gewichtete Kombination nach vorstehend schon angegebener Gleichung 1 durch-

geführt. Dabei entsprechen das Tiefpasssimulationsergebnisses 61 dem Magnetresonanzsignal A und das Hochpasssimulationsergebnis 65 dem Magnetresonanzsignal B.

Die Parameter  $\lambda$  und  $\kappa$  werden so eingestellt, dass im Kantenbereich eine maximale Schärfe eintritt. Dabei liegen  $\lambda$  und  $\kappa$  meist zwischen dem Wert 1 und 3. Wie stark die Gewichtung des Beitrags von B ausfällt, hängt vom Verhältnis des Betrags im jeweiligen Pixel in B zum maximalen Wert  $A_{\max}$  der Pixel in A ab, d.h. je höher der Wert des Hochpasssimulationsergebnisses 65 in einem Pixel ist, desto stärker ist sein Beitrag.  $\lambda$  führt dann eine Art lineare Gewichtung durch, während  $\kappa$  als Potenz des Verhältnisses von B und A den Einfluss dieses Quotienten gewichtet, also angibt, wie stark die Korrektur von A durch das Größenverhältnis von B zu A bestimmt wird. Die Parameter  $\lambda$  und  $\kappa$  sind in den Figuren 6 und 7 auf die Werte 0,6 bzw. 2,3 eingestellt. Neben der Kantenschärfe wird auch das SNR des Nachbearbeitungsergebnisses 67 erhöht, das nun mit dem SNR des Tiefpasssimulationsergebnisses 61 vergleichbar ist. Dies erkennt man an der Unterdrückung des Signals vor der ansteigenden Flanke, d.h. es liegt ein geringerer Sockelbeitrag außerhalb des Objektes vor.

Die Figur 7 zeigt einen nochmals vergrößerten Ausschnitt der simulierten Messergebnisse. Die Darstellung fokussiert auf den Kantenbereich des Rechteckobjekts im Bereich der Pixel 42 bis 55 mit Signalhöhen zwischen 10 bis 13. Deutlich erkennt man, wie das stark oszillierende Identitätssimulationsergebnis 57 mittels des Tiefpassfilters von den hochfrequenten Oszillationen befreit wird. Anschließend wird durch die gewichteten Addition der Eckbereich des Rechteckobjekts aufgrund der hohen Signalbeträge des Hochpasssimulationsergebnisses 65 aufgefüllt. Die Oszillationen des Identitätssimulationsergebnisses 57 werden auch als „ringing“ bezeichnet. Dieser Artefakt, auch als truncation-Artefakt bezeichnet, wird mit Hilfe des Verfahrens nach der Erfindung unterdrückt.

Die Figur 8 zeigt den Ablauf des Verfahrens angewandt auf Magnetresonanzrohdaten einer simulierten Magnetresonanzspektroskopiemessung, in der ein FID-Signal 71 gemessen wird, das durch die Summe dreier Lorentz-Linien (73, 75, 77) gebildet wird. In Figur 8 sind die Realteile der im Verfahren beteiligten FFT-Spektren dargestellt. In der Simulation wurde ein Rauschbeitrag auf das synthetisierte FID-Signal 71 addiert. Eine Tiefpassfilterung des FID-Signals 71 ergibt das tiefpassgefilterte Spektrum 79 und eine Hochpassfilterung das hochpassgefilterte Spektrum 81. Nach der gewichtete Kombination der beiden gefilterten Spektren erhält man das nachverarbeitete Magnetresonanzspektrum 83. Man erkennt ein deutlich reduziertes Rauschen sowie eine hohe Auflösbarkeit der drei Lorentz-Linien aufgrund der Anwendung des Verfahrens nach der Erfindung.

In Figur 9 wird das nachverarbeitete Magnetresonanzspektrum 83 mit dem tiefpassgefilterten Spektrum 79 verglichen. Um den Einfluss des Verfahrens zu verdeutlichen, wurden dabei die beiden Spektren auf das gleiche Rauschen normiert. Deutlich erkennt man die schmalere Linienbreiten und eine erhebliche Steigerung des Kontrasts im nachverarbeitete Magnetresonanzspektrum 83.

## Patentansprüche

1. Verfahren zur Nachverarbeitung von Magnetresonanzrohdaten mit folgenden Verfahrensmerkmalen:

5

- Filtern der Magnetresonanzrohdaten mit einem ersten Filter (13),

- Fouriertransformation (27) der gefilterten Daten,

10

- Betragsbildung (29) der fouriertransformierten Daten ergibt ein erstes Magnetresonanzsignal,

- Fouriertransformation (27) der Magnetresonanzrohdaten,

15

- Betragsbildung (29) der fouriertransformierten der Magnetresonanzrohdaten ergibt ein zweites Magnetresonanzsignal,

20

- Bilden eines nachverarbeiteten Magnetresonanzsignals (17) mittels einer gewichteten Kombination der beiden Magnetresonanzsignale.

2. Verfahren nach Anspruch 1,

35

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass die Magnetresonanzrohdaten zur Erzeugung des zweiten Magnetresonanzsignals vor der Fouriertransformation (27) mit einem zweiten Filter (13) gefiltert werden.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2,

30

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass die Magnetresonanzrohdaten nach der Demodulation gefiltert werden.

4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3,

35

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass die Magnetresonanzrohdaten mit einem Magnetresonanzspektroskopiegerät gewonnen werden.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4,  
dadurch gekennzeichnet, dass die Magnetresonanzrohdaten mit einem Magnetresonanztomographiegeräts  
(1) gewonnen werden.

5

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5,  
dadurch gekennzeichnet, dass einer der  
Filter ein Tiefpassfilter ist.

10

7. Verfahren nach Anspruch 6,  
dadurch gekennzeichnet, dass der Tief-  
passfilter eine Art Henningfilter ist.

8. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7,

15 dadurch gekennzeichnet, dass einer der  
Filter ein Hochpassfilter ist.

9. Verfahren nach Anspruch 8,

20 dadurch gekennzeichnet, dass der Hoch-  
passfilter eine Art inverser Henningfilter ist.

10. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9,

25 dadurch gekennzeichnet, dass die  
Magnetresonanzrohdaten Daten eines ein- oder mehrdimensiona-  
len zu untersuchenden Raums sind.

11. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 10,

30 dadurch gekennzeichnet, dass die  
Fouriertransformation die Dimensionalität der Magnetresonanz-  
rohdaten erhält.

12. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 11,

35 dadurch gekennzeichnet, dass bei der  
gewichteten Kombination die Beträge der Magnetresonanzsignale  
addiert werden.

13. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 12,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass die beiden Magnetresonanzsignale derart gewichtet kombiniert werden, dass der Beitrag eines der Magnetresonanzsignale zur gewichteten Kombination durch die Multiplikation dieses Magnetresonanzsignals mit einem Gewichtungsfaktor gebildet wird, wobei der Gewichtungsfaktor von dem anderen der Magnetresonanzsignale derart abhängt, dass er bei einem großen Betrag dieses Magnetresonanzsignals größer ist als bei einem kleinen Betrag.

14. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 13,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass bei der gewichteten Kombination der Beitrag eines der Magnetresonanzsignale nichtlinear vom Betrag des anderen Magnetresonanzsignals abhängt, wobei insbesondere mindestens in einer Dimension der Magnetresonanzrohdaten die gleiche nichtlineare Abhängigkeit verwendet wird.

15. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 14,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass die gewichtete Kombination der beiden Magnetresonanzsignale durch zwei Parameter  $\lambda$  und  $\kappa$  in folgender Weise das nachverarbeitete Magnetresonanzsignal ergibt:

$$C = A + \lambda \left( \frac{B}{A_{\max}} \right)^{\kappa} B, \text{ wobei}$$

A eines der Magnetresonanzsignale ist,

B das andere der Magnetresonanzsignale ist,

$A_{\max}$  das Maximum des Magnetresonanzsignals A ist und

C das nachverarbeitete Magnetresonanzsignal ist.

16. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 15,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass der Parameter  $\lambda$  im Bereich zwischen 0 und 3 liegt.

17. Verfahren nach Anspruch 15 oder 16,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass der Parameter  $\kappa$  im Bereich zwischen 0 und 3 liegt.

18. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 17,

- 5 d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass mehr als zwei Magnetresonanzsignale aus den Magnetresonanzrohdaten mittels Filterungen gewonnen und gewichtet zu einem nachverarbeiteten Magnetresonanzsignal kombiniert werden.

- 10 19. Magnetresonanztomographie-Gerät (1), das an ein Verfahren zur Nachverarbeitung von Magnetresonanzrohdaten nach einem der Ansprüche 1 bis 18 angepasst ist.

- 15 20. Magnetresonanzspektroskopie-Gerät, das an ein Verfahren zur Nachverarbeitung von Magnetresonanzrohdaten nach einem der Ansprüche 1 bis 18 angepasst ist.

## Zusammenfassung

Verfahren zum Bearbeiten von Magnetresonanzrohdaten, Magnet-  
resonanztomographiegerät und Magnetresonanzspektroskopiegerät

5

Bei einem Verfahren zum Erzeugen einer Abbildung aus Magnet-  
resonanzrohdaten eines Magnetresonanztomographiegeräts (1)  
oder eines Spektrums aus Magnetresonanzrohdaten eines Magnet-  
resonanzspektroskopiegeräts werden die Rohdaten mit einem  
10 Hochpass- und mit einem Tiefpassfilter gefiltert. Anschlie-  
ßend wird aus den beiden Beträgen der gefilterten, fou-  
riertransformierten Magnetresonanzrohdaten die Abbildung  
oder das Spektrum mittels gewichteter Kombination erzeugt.  
Das Verfahren zeichnet sich dadurch aus, dass das Signal-zu-  
15 Rausch-Verhältnis zusammen mit einer Erhöhung der Kanten-  
schärfe verbessert werden kann.

Fig 1

FIG 1

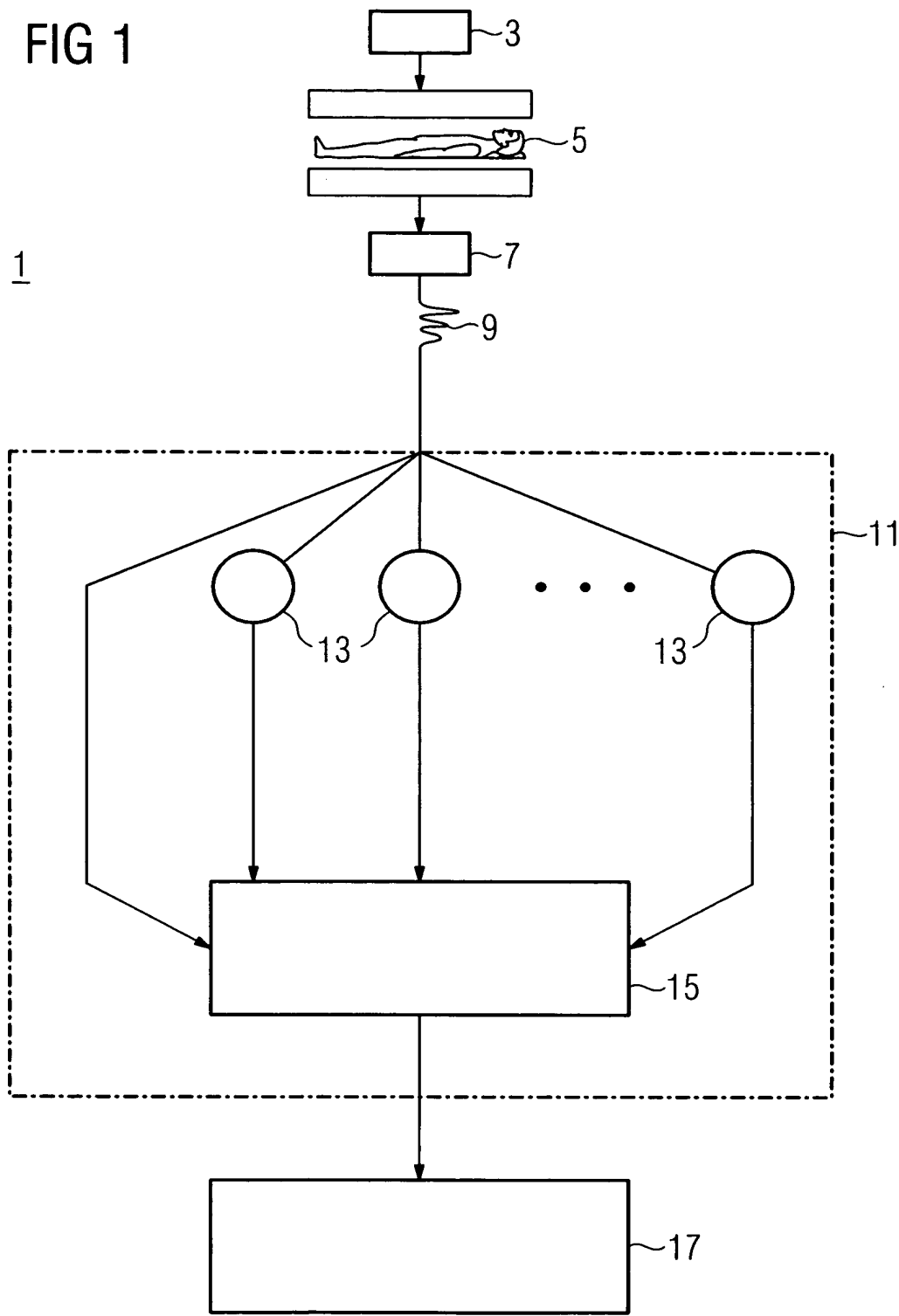


FIG 2

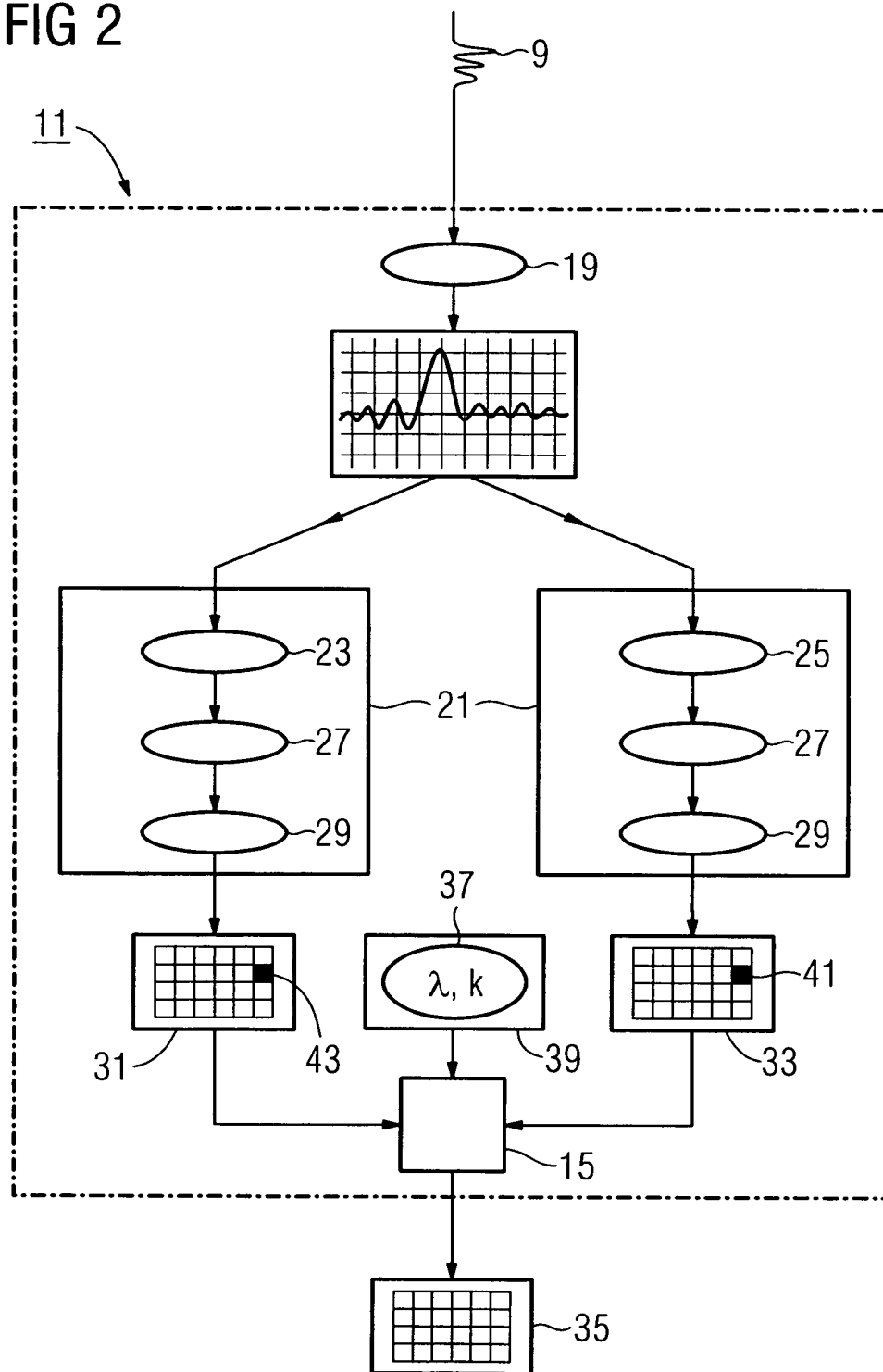


FIG 3

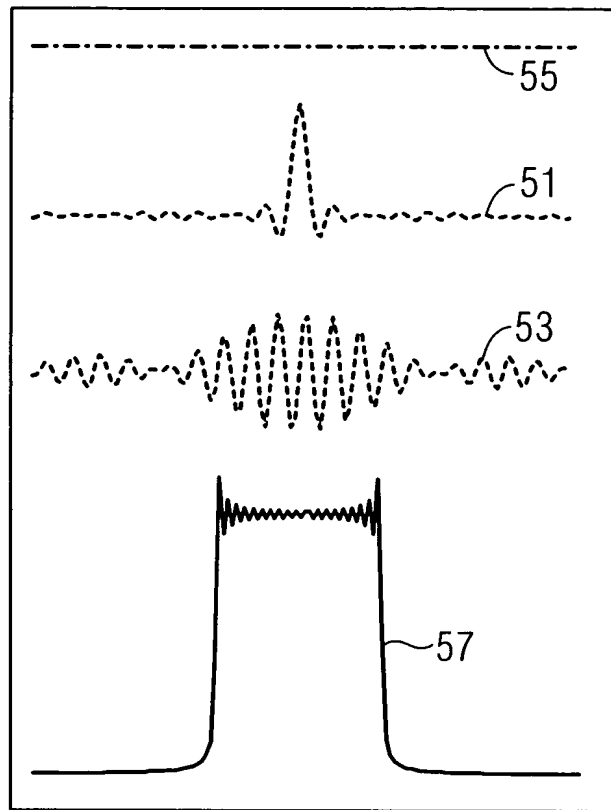


FIG 4

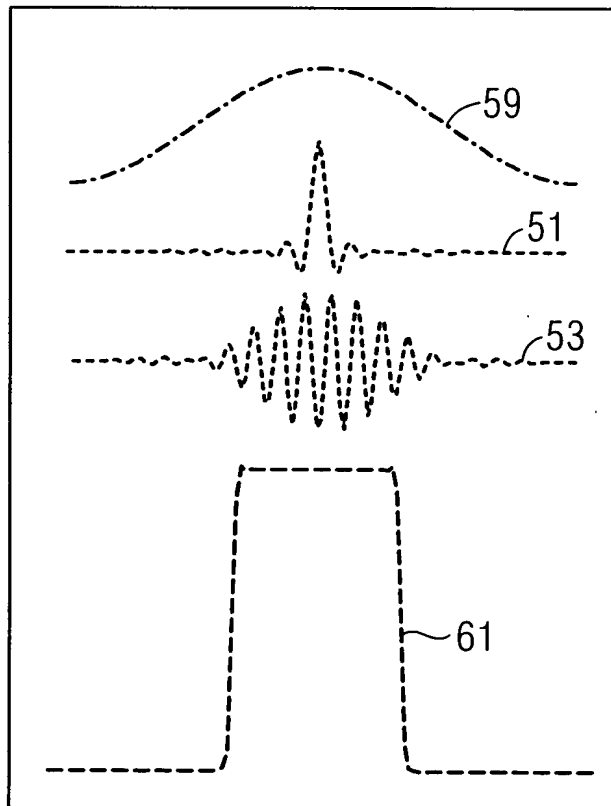


FIG 6

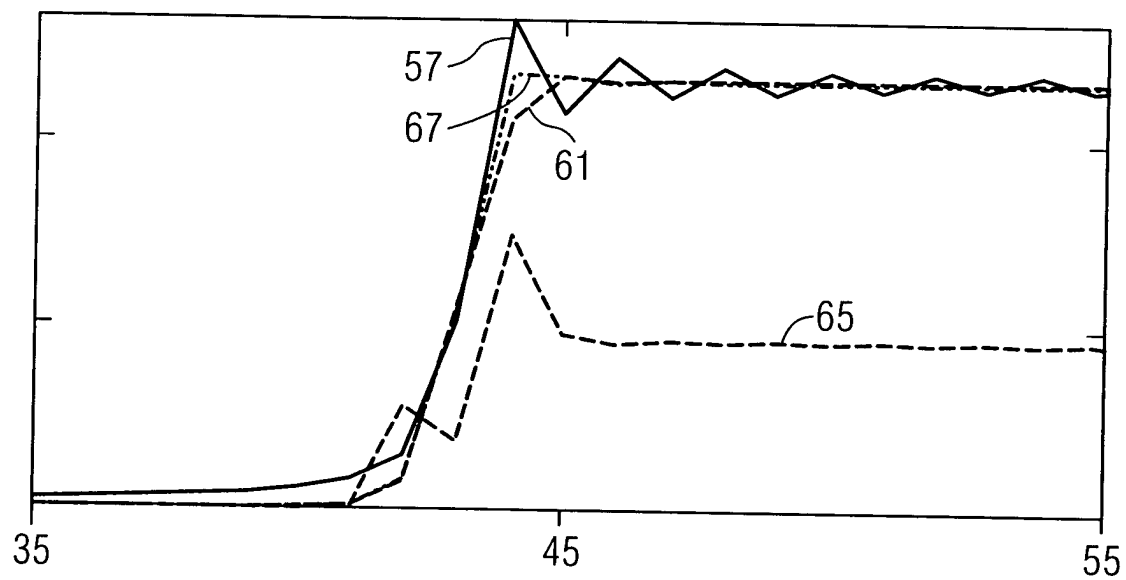


FIG 7

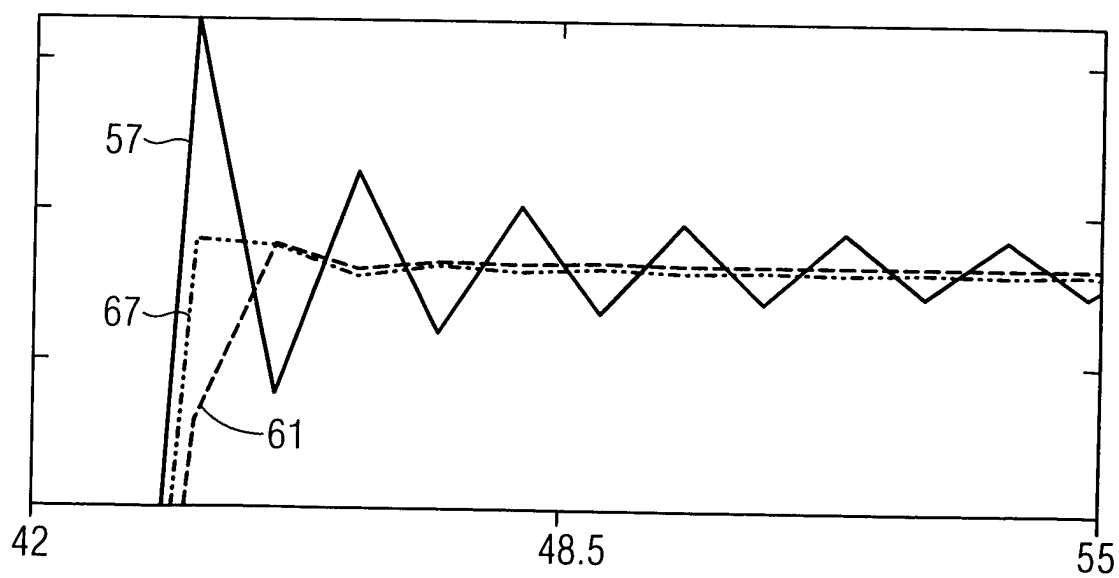


FIG 8

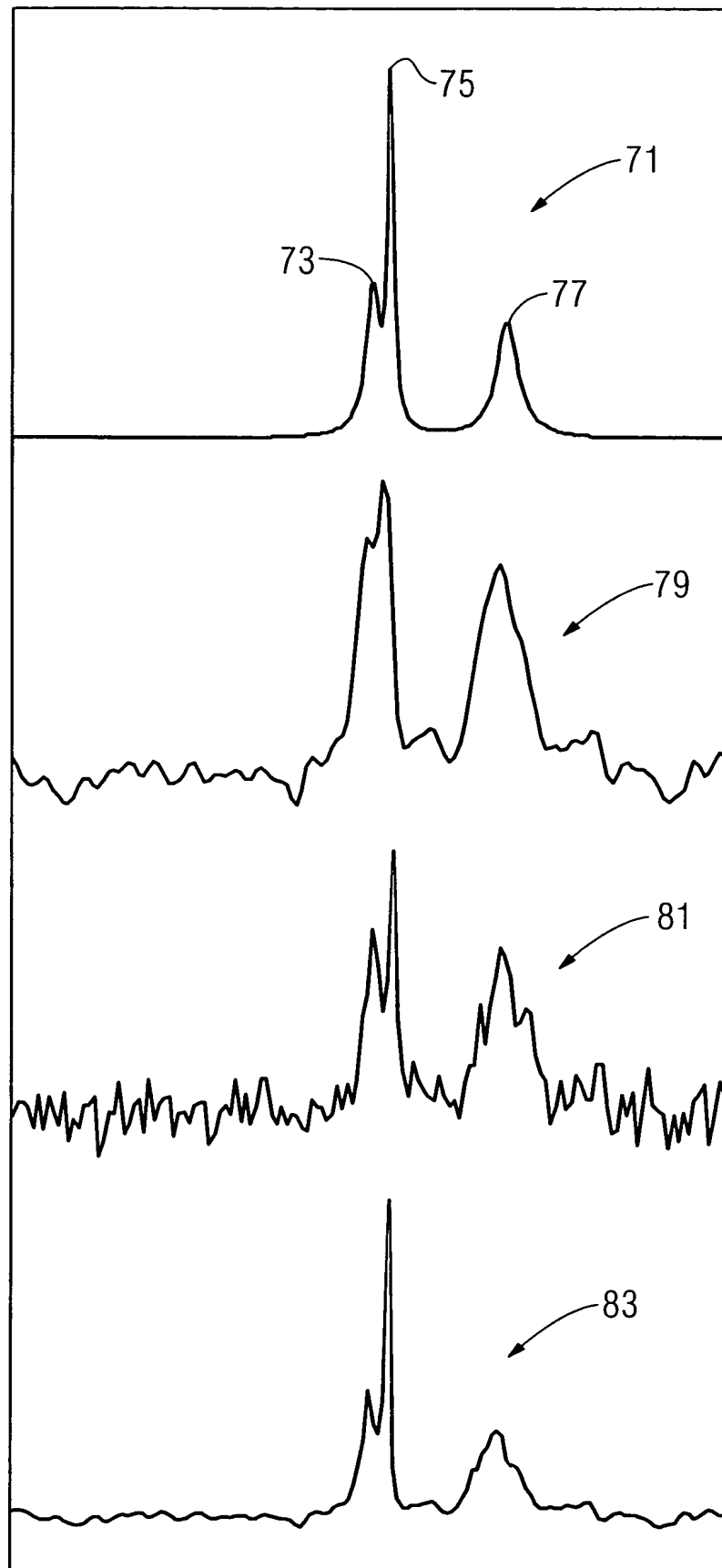


FIG 9

